

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Attorney Docket No. 249/452

In re patent application of

Kye-jin JEON, et al.

Group Art Unit: (Unassigned)

Serial No. (Unassigned)

Examiner: (Unassigned)

Filed: Concurrently

For: METHOD AND APPARATUS FOR NONINVASIVELY MEASURING A
CONCENTRATION OF A BLOOD COMPONENT

CLAIM FOR CONVENTION PRIORITY

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA. 22313-1450

Sir:

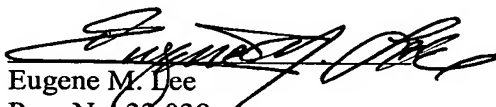
The benefit of the filing date of the following prior foreign application filed in the following foreign country is hereby requested, and the right of priority provided in 35 U.S.C. § 119 is hereby claimed.

In support of this claim, filed herewith is a certified copy of said original foreign application:

Korean Application No. 2003-17137, filed March 19, 2003.

Respectfully submitted,

March 18, 2004
Date


Eugene M. Lee
Reg. No. 32,039
Richard A. Sterba
Reg. No. 43,162

LEE & STERBA, P.C.
1101 Wilson Boulevard Suite 2000
Arlington, VA 20009
Telephone: (703) 525-0978



별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto
is a true copy from the records of the Korean Intellectual
Property Office.

출원 번호 : 10-2003-0017137
Application Number

출원 년 월 일 : 2003년 03월 19일
Date of Application MAR 19, 2003

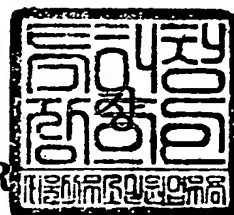
출원인 : 삼성전자주식회사
Applicant(s) SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.



2003 년 04 월 04 일

특 허 청

COMMISSIONER



【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【참조번호】	0011
【제출일자】	2003.03.19
【국제특허분류】	A61B
【발명의 명칭】	비침습적 혈액성분 측정방법 및 장치
【발명의 영문명칭】	Method and apparatus for noninvasive blood constituent measurement
【출원인】	
【명칭】	삼성전자 주식회사
【출원인코드】	1-1998-104271-3
【대리인】	
【성명】	이영필
【대리인코드】	9-1998-000334-6
【포괄위임등록번호】	2003-003435-0
【대리인】	
【성명】	이해영
【대리인코드】	9-1999-000227-4
【포괄위임등록번호】	2003-003436-7
【발명자】	
【성명의 국문표기】	전계진
【성명의 영문표기】	JEON, Kye Jin
【주민등록번호】	680410-2117620
【우편번호】	440-320
【주소】	경기도 수원시 장안구 읍전동 신일아파트 107동 903호
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	윤길원
【성명의 영문표기】	YOUN, Gil Won
【주민등록번호】	550427-1000813

【우편번호】	133-767
【주소】	서울특별시 성동구 옥수동 현대아파트 104동 601호
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	황인덕
【성명의 영문표기】	HWANG, In Duk
【주민등록번호】	711228-1396716
【우편번호】	440-705
【주소】	경기도 수원시 장안구 율전동 삼성아파트 203동 1303호
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	한상준
【성명의 영문표기】	HAN, Sang Joon
【주민등록번호】	670808-1384118
【우편번호】	121-771
【주소】	서울특별시 마포구 도화1동 도화현대아파트1차 107동 504호
【국적】	KR
【심사청구】	청구
【취지】	특허법 제42조의 규정에 의한 출원, 특허법 제60조의 규정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인 이영필 (인) 대리인 이해영 (인)
【수수료】	
【기본출원료】	20 면 29,000 원
【가산출원료】	16 면 16,000 원
【우선권주장료】	0 건 0 원
【심사청구료】	20 항 749,000 원
【합계】	794,000 원
【첨부서류】	1. 요약서·명세서(도면)_1통

【요약서】**【요약】**

비침습적 혈액성분 측정방법 및 장치가 개시된다. 비침습적 혈액성분 측정방법은 (a) 소정의 과도압력에 해당하는 초기두께보다 두꺼운 범위에서, 피검체의 측정하고자 하는 특정 부위의 두께를 가변시키고, 가변된 각 두께에서 측정된 흡수 스펙트럼들의 차이 흡수 스펙트럼과 실측된 특정 혈액성분의 농도를 이용하여 상기 혈액성분에 대한 통계모델을 수립하는 단계, 및 (b) 상기 통계모델에 근거하여, 상기 피검체의 특정 부위에서 측정된 차이 흡수 스펙트럼으로부터 해당 혈액성분을 예측하는 단계로 이루어진다.

【대표도】

도 3

【명세서】

【발명의 명칭】

비침습적 혈액성분 측정방법 및 장치 {Method and apparatus for noninvasive blood constituent measurement}

【도면의 간단한 설명】

도 1은 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정장치의 일실시예의 구성을 나타낸 블록도,

도 2a 및 도 2b는 도 1에 있어서 인체기기 인터페이스부의 형태 및 세부적인 구성을 나타낸 도면,

도 3은 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정방법의 제1 실시예를 설명하는 흐름도,

도 4는 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정방법의 제2 실시예를 설명하는 흐름도,

도 5는 도 3 및 도 4에 있어서 311 단계 및 411 단계를 세부적으로 설명하는 흐름도,

도 6은 웨브의 각 두께에서 시간에 대한 반발력의 크기 변화를 보여주는 그래프,

도 7은 웨브의 두께 변화에 따른 조직의 반발력 및 흡수도 변화를 비교한 그래프,

도 8은 웨브의 두께를 1.7 mm 와 1.9 mm 로 조정한 경우 흡수 스펙트럼과 차이 흡수 스펙트럼의 예를 나타낸 그래프,

도 9a 및 도 9b는 제1 및 제2 두께가 각각 1.5mm 와 1.7mm인 경우 캘리브레이션 (SEC=38.83 mg/dl, R=0.672) 및 크로스 발리테이션(SECV=45.764 mg/dl, R=0.429)에 따른 글루코즈 값의 기준값에 대한 예측값의 분포도를 나타낸 도면, 및

도 10a 및 도 10b는 제1 및 제2 두께가 각각 1.7mm 와 1.9mm인 경우 캘리브레이션 (SEC=23.876 mg/dl, R=0.826) 및 크로스 발리테이션(SECV=27.957 mg/dl, R=0.739)에 따른 글루코즈 값의 기준값에 대한 예측값의 분포를 나타낸 도면이다.

【발명의 상세한 설명】

【발명의 목적】

【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】

<11> 본 발명은 비침습적 혈액성분 측정에 관한 것으로서, 특히 피검체에서 특정 연조직의 두께를 조절하여 혈관 속의 혈액과 세포 간질액(Interstitial fluid)의 양을 변화시키고, 그 변화량에 해당하는 차이 흡수 스펙트럼을 이용하여 비침습적으로 혈액성분을 측정하기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

<12> 최근 생활환경이 크게 개선되고 삶의 여건이 좋아짐에 따라 개인의 건강에 대한 관심이 고조되고 있다. 그 결과, 수시로 개인의 건강상태를 손쉽게 점검할 수 있는 가정용 의료기기들의 개발에 많은 연구들이 진행되어 오고 있으며 신제품들이 속속 개발되어지고 있다. 보통 정상인의 경우 생체 내에 존재하는 체액이 유기적으로 순환 및 조절되어 일정한 범위에서 양이 유지되도록 한다. 체액에는 혈액(blood), 요(urine), 간질액(interstitial fluid), 땀, 타액 등의 성분이 있으

며, 특히 혈액, 요(당, 단백질) 등의 체액 내 성분의 농도는 건강 상태를 알려주는 매우 중요한 변수이다. 또한, 혈액내 존재하는 글루코즈, 헤모글로빈, 빌리루빈, 콜레스테롤, 알부민, 크레아티닌, 단백질, 요소(urea) 등의 농도측정은 중요한 대상이 된다.

<13> 그러나, 생체가 어떠한 질환에 걸리게 되면 체액 성분의 조성이나 양에 변화가 일어나 위험한 상황에 직면할 수 있다. 예를 들어, 정상인의 혈당(blood glucose) 농도는 식전에 80 mg/dl 정도이고 식후에 120 mg/dl 정도인데, 생체는 이와 같은 혈당 농도를 유지하기 위해 식전 또는 식후에 췌장에서 적정량의 인슐린을 분비하게 하여 간장과 골격근 세포로 흡수되도록 한다. 그런데, 질환적 원인이나 기타 다른 원인으로 췌장으로 부터 정상 혈당 유지에 필요한 만큼의 인슐린이 생산되지 않는 경우, 혈액 내 과도한 양의 글루코즈가 존재하게 되고, 이로 인하여 심장과 간 질환, 동맥경화증, 고혈압, 백내장, 망막출혈, 신경손상, 청력 손실, 시력 감퇴 등이 나타날 수 있고 심하면 사망할 수도 있다. 이러한 극단적인 결과가 나타나기 전에 생체내 체액성분의 변화를 측정하는 것은 중요한 기술적 과제이다.

<14> 체액성분의 농도 측정 방식은 대상 물질의 일부를 직접 채취하여 측정하는 침습적 방식과 대상 물질을 채취하지 않고 측정하는 비침습적 방식이 있으나, 침습적 방식이 가지는 여러 문제점 때문에 비침습적으로 체액성분을 쉽게 진단할 수 있는 기술개발이 계속 진행되고 있다. 기존의 체액성분, 예를 들어 혈당 측정은 혈액을 채취하여 진단 시약(reagent)과 반응을 일으키고, 이를 임상분석 기기를 이용하거나 시약과 반응된 테스트 스트립(strip)의 변색 등을 정량화하여 진단하고 있

다. 이런 혈액의 채취는 매일 검사해야 할 경우 당뇨병 환자가 큰 고통을 느끼게 되며, 질병에 감염될 소지도 높아지며, 또한 연속적인 모니터가 어려워 긴급시 대처가 곤란하게 된다. 또한, 스트립이나 시약의 경우 소모품을 다량 사용해야 하기 때문에 사용자에게는 경제적 부담이 되고, 환경오염 물질이기 때문에 처리해야 하는 문제가 남게 된다. 따라서, 당뇨병 환자들의 혈당 조절이나 정상인의 건강 진단을 위해서는 스트립이나 소모품이 필요없이 혈액을 채취하지 않고 혈당 농도를 진단할 수 있는 기술 개발이 요구되어지고 있다. 이러한 목적을 이루기 위해 비채혈식 혈당 측정방법이 많이 연구되어지고 있으나 아직까지 상업화된 기기는 출시되지 않고 있다.

<15> 한편, 생체 내 혈액성분의 농도를 측정하기 위해 사용되는 분광학적 방법은 대부분 생체조직의 일부에 가시광선 및 근적외선(NIR) 파장 영역의 광을 조사하고, 이로부터 반사되거나 투과되어 나오는 광을 검출하는 방식으로 주로 스펙트럼을 측정하여 농도를 추정하고 있다. 특정 혈액성분의 농도를 추정하기 위해서는 측정하고자 하는 성분에 가장 잘 감응하는 파장은 물론, 간섭물질이 주는 영향을 효과적으로 상쇄시켜 줄 대역의 기준 광원을 필요로 한다. 또한, 측정하고자 하는 성분은 체액 중 특히 혈액 내 존재하는 농도가 매우 낮고, 생체조직 및 혈액에서는 빛의 흡수영향보다는 산란효과가 매우 크기 때문에 검출되는 신호가 미약하여 이 신호를 증가시키기 위한 방법을 필요로 한다. 또한, 생체 내 존재하는 유기물은 끊임없이 흐르고 있으므로 측정시간이 빨라야지만 정확한 성분 농도를 측정할 수 있다. 이와 동시에, 인체에 조사되는 전체 평균 에너지는 인체 조직에 손상을 주는

범위를 넘어서는 안됨을 고려해야 한다. 특히, 700 - 2500 nm의 근적외선 영역에서는 글루코즈에 대한 흡수밴드가 넓게 분포되어 있으며 큰 물의(aqueous) 배경 스펙트럼에 비해 글루코즈 흡수가 상대적으로 작기 때문에 작은 신호 대 잡음비(SNR)를 가지므로 정확한 농도 측정에 많은 어려움을 가진다.

<16> 상기한 바와 같은 생체내 혈액성분 농도 측정방법과 관련하여 종래기술로는 USP 5,379,764호, USP 5,077,476호, USP 6213952호, USP 5,372,135, USP 6,113,541 호 등이 있다. USP 5,379,764호는 산란 반사율을 측정하여 혈당을 예측하는 방법을 개시하는데, 이때 사용되는 1600 nm 또는 2100 nm 대역의 산란 반사광의 유효 경로길이가 각각 0.7, 0.07 mm 정도에 불과하기 때문에 생체내의 정보를 거의 갖지 못하게 된다. USP 5,077,476호는 700 내지 1300 nm의 근적외선 파장영역을 사용하기 때문에 인체의 투과성을 우수하나 글루코즈의 흡수가 매우 작으므로 글루코즈 특이성이 없다 USP 6,213,952호는 가시광선이나 근적외선을 손가락에 조사하고 손가락을 묶거나(occlusion) 푸는(release) 동작에 의해 맥박을 조절함으로써 적혈구의 글루코즈 농도에 따라서 산란특성이 달라진다는 점을 이용한다, 그러나, 산란특성은 글루코즈 이외의 다른 요인들에 의해 매우 달라질 뿐 아니라 파장의 특이성이 없기 때문에 혈당을 측정하는 데에는 적합하지 않다. USP 5,372,135호는 음향광학소자를 사용하여 발생된 광을 이용하고, 이를 생체에 조사시킬 때 생체조직의 부피를 변화시켜 이들간에 차이 흡광도를 계산하여 혈액성분의 농도를 예측하는 방법을 개시한다. USP 6,113,541호는 압력커프(pressure cuff)를 사용하여 손가락 등의 혈액의 부피를 변화시켜 변화 전후의 스펙트럼을 측정하고 비교하여 혈당을

측정하는 방법을 개시한다. 그러나, USP 5,372,135호 및 USP 6,113,541호에 개시된 방식에 따르면 혈액속에 존재하는 당의 농도를 측정하게 되고, 인체는 개인이나 측정하는 특정부위에 따라서 매우 다른 생체특성을 가지기 때문에 각 개인이나 특정 부위에 적합한 조직 또는 혈액의 부피 변화량을 결정해야 하는 과정이 번거롭고, 그 결과 측정의 정확도 및 재현성이 떨어지는 문제점이 있다.

【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】

- <17> 따라서, 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 피검체에서 특정 연조직의 두께를 조절하여 혈액과 세포 간질액의 양을 변화시키고, 그 유동액의 변화량에 해당하는 차이 흡수 스펙트럼을 이용하여 비침습적으로 혈액성분을 측정하기 위한 방법을 제공하는데 있다.
- <18> 본 발명이 이루고자 하는 다른 기술적 과제는 상기 비침습적 혈액성분 측정방법을 실현하는데 가장 적합한 장치를 제공하는데 있다.
- <19> 상기 기술적 과제를 달성하기 위하여 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정방법은 (a) 소정의 과도압력에 해당하는 초기두께보다 두꺼운 범위에서 피검체에서 측정하고자 하는 특정 부위의 두께를 가변시키고, 가변된 각 두께에서 측정된 흡수 스펙트럼들의 차이 흡수 스펙트럼과 실측된 특정 혈액성분의 농도를 이용하여 상기 혈액성분에 대한 통계모델을 수립하는 단계; 및 (b) 상기 통계모델에 근거하여, 상기 피검체의 특정 부위에서 측정된 차이 흡수 스펙트럼으로부터 해당 혈액성분을 예측하는 단계를 포함한다.
- <20> 상기 다른 기술적 과제를 달성하기 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정

장치는 빛을 발생시키는 광원부; 상기 광원부에서 발생된 빛의 파장을 분광하는 분광부; 특정 개인의 측정하고자 특정부위가 삽입되며, 상기 분광부에서 분광된 빛을 상기 특정부위로 전달하여 조사한 다음 상기 특정부위를 투과한 광을 모으고, 상기 특정부위에 인가되는 압력에 따라서 특정부위의 두께를 조절하고 상기 특정부위를 고정시키는 인체기기 인터페이스부; 상기 인체기기 인터페이스부에 고정된 특정부위로부터 투과되는 제1 및 제2 흡수 스펙트럼을 검출하는 검출부; 및 상기 특정부위에 대한 과도압력에 해당하는 초기두께를 결정하고, 상기 인체기기 인터페이스부에 상기 과도압력 이하의 압력을 인가하여 상기 특정부위의 두께를 가변시키고, 상기 검출부에서 검출되는 가변된 각 두께에서 측정된 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 흡수 스펙트럼과 실측된 특정 혈액성분의 농도를 이용하여 수립된 상기 혈액성분에 대한 통계모델에 근거하여, 상기 특정 부위에서 측정된 차이 흡수 스펙트럼으로부터 해당 혈액성분을 예측하는 신호처리부를 포함한다.

【발명의 구성 및 작용】

<21> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 일실시예에 대하여 상세히 설명하기로 한다.

<22> 인체는 73%가 물로 이루어져 있으며, 그 중 1/3은 세포외 물이고 2/3는 세포내 물이다. 세포외 물은 세포간질액(Interstitial Fluid)이 3/4를 차지하고 혈장(Intravascular fluid)가 1/4을 차지한다. 인체에서 혈당의 농도는 혈액속에 존재하는 당의 농도를 의미하나, 모세혈관내의 혈당과 세포간질액의 당은 그 농도가 거의 비슷하다. 본 발명은 이와 같은 세포간질액과 혈장에 포함된 당의 특성에 착안한 것이다.

- <23> 도 1은 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정장치의 일실시예의 구성을 나타낸 블록도로서, 광원부(11), 분광부(12), 인체기기 인터페이스부(13), 검출부(14), 신호처리부(15), 저장부(16) 및 표시부(17)로 이루어진다. 여기서, 인체기기 인터페이스부(13), 검출부(14), 신호처리부(15), 저장부(16) 및 표시부(17)는 일체형으로 구현되거나, 그 중 일부 구성요소만 일체형으로 구현될 수 있다.
- <24> 도 1을 참조하면, 광원부(11)는 예를 들면 텅스텐 할로겐 램프로 이루어지며, 소정 파장대역의 빛을 발생시키고, 분광부(12)는 광원부(11)로부터 발생하는 빛을 분광시킨다. 인체기기 인터페이스부(13)는 분광부(12)에서 분광된 빛을 피검체 즉, 인체의 특정 부위로 전달하여 조사한 다음, 인체를 투과한 광을 모아 검출부(14)로 제공한다. 인체기기 인터페이스부(13)는 특정 개인의 측정하고자 하는 특정 부위가 삽입되며, 특정부위에 인가되는 압력에 따라서 특정부위의 두께를 조절하고 인체의 특정부위를 고정시킬 수 있도록 구성되어 있다.
- <25> 검출부(14)는 인체기기 인터페이스부(13)에 고정된 특정 부위로부터 투과되는 제1 및 제2 흡수 스펙트럼을 검출하여 신호처리부(15)로 제공한다. 신호처리부(15)에는 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정방법을 실행할 수 있는 프로그램이 기록되어 있으며, 특정 혈액성분의 농도를 산출할 수 있는 통계모델이 이 프로그램에 의해 수립되어 내장된다. 신호처리부(15)는 인체기기 인터페이스부(13)로부터 검출부(14)를 통하여 얻어진 특정 연조직의 각 두께에서의 흡수 스펙트럼을 측정하여 두께 변화량에 대응하는 차이 흡수 스펙트럼을 발생시키고, 내장된 통계모델을 이용하여 차이 흡수 스펙트럼에 대응하는 특정 혈액성분의 농도를 예측한다. 이에 대해서는 도 3 내지 도 5를 참조하여 후술하기로 한다.

- <26> 저장부(115)는 신호처리부(113)의 처리결과를 저장하고, 표시부(117)는 신호처리부(113)의 처리결과 예측되는 특정 혈액성분의 농도를 표시하여 검사자 및/또는 피검사자에게 알려준다.
- <27> 도 2a 및 도 2b는 도 1에 있어서 인체기기 인터페이스부(13)의 형태 및 세부적인 구성을 나타낸 도면으로서, '인체기기 인터페이스부(13)'는 피검체의 특정 연조직이 삽입 가능한 형태, 바람직하게로는 도 2a에 도시된 바와 같이 'ㄷ' 자 형태를 가지며, 도 2b에 도시된 바와 같이 특정 연조직을 고정하고, 그 두께를 조절할 수 있는 고정/가압부재(25)를 포함한다. 이를 좀 더 세부적으로 설명하면 다음과 같다.
- <28> 도 2b를 참조하면, 인체기기 인터페이스부(13)는 분광부(12)로부터 제공되는 빛을 평행하게 전송하는 빔가이드부(21), 인체의 특정부위(22)로부터 나오는 빛을 모으는 수광부(23), 수광부(23)에 부착되어 있는 압력센서(24), 인체의 특정부위(22)를 빔가이드부(21)와 수광부(23)에 의해 고정시키고, 인체의 특정부위(22)에 인가되는 압력을 조절하여 인체의 특정부위(22)의 두께를 가변시키는 고정/가압부재(25)로 이루어진다.
- <29> 고정/가압부재(25)에 있어서 제1 부재(25a)는 빔가이드부(21)에 설치되고, 제2 부재(25b)는 수광부(23)에 설치되어 인가되는 압력에 따라서 제1 부재(25a) 내부로의 삽입 정도가 달라진다. 제3 부재(25c)는 제2 부재(25b)에 부착되어 제1 부재(25a) 내부로의 삽입 정도에 따라서 현재 특정부위(22)의 두께를 표시되고, 표시되는 두께를 인식하여 신호처리부(15)로 제공한다. 압력센서(24)는 특정부위(22)에 가해지는 압력을 감지하고, 제3 부재(25c)에서 표시되는 두께와 함께 신호처리부(15)로 제공한다. 고정/가압부재(25)에 있어서 특정 부위(22)에 대한 압력은 제2 부재(25b)의 조작에 따라 수동으로 또는 신호처리부(15)의 제어에 따라 자동으로 인가될 수 있다.

- <30> 도 3은 본 발명에 따른 비침습적 혈액성분 측정방법의 제1 실시예를 설명하는 흐름도로서, 통계모델 수립단계(310) 및 혈액성분 측정단계(320)로 이루어진다.
- <31> 도 3을 참조하면, 통계모델 수립단계(310)에 있어서 311 단계에서는 특정개인의 특정 연조직에 대한 과도압력에 해당하는 최대의 두께를 결정한다. 과도압력은 특정 혈액성분을 측정하고자 하는 특정 연조직의 초기 두께를 결정하기 위한 것으로서, 과도압력에 해당하는 최대의 두께 즉, 초기두께는 개인별로 그리고 개인의 각 특정 부위별로 다르게 측정된다. 이에 대하여 도 5를 참조하여 후술하기로 한다.
- <32> 312 단계에서는 인체기기 인터페이스부(13)를 제어하여 특정 연조직의 초기 두께보다 소정의 두께만큼 증가시켜 제1 두께로 설정한 다음, 특정 연조직에 특정 혈액성분에 특이성을 갖는 특정 파장대역의 광을 조사하여 특정 연조직으로부터 투과되는 광을 제공받아 제1 흡수 스펙트럼을 측정한다. 여기서, 특정 연조직은 손의 웹, 컷몸, 컷볼, 코, 입술 등 다양한 부위가 될 수 있다. 특정 연조직에 조사되는 파장대역은 측정하고자 하는 혈액성분에 따라 달라지며, 혈액성분이 글루코즈인 경우 1100 내지 2500 nm 인 것이 바람직하다. 이때, 초기두께에서부터 제1 두께로의 두께 증가폭은 0.2 mm 이하가 바람직하다.
- <33> 313 단계에서는 연조직의 두께를 다시 증가시켜서 제2 두께로 만든 다음, 특정 연조직에 특정 파장대역의 광을 조사하여 특정 연조직으로부터 투과되는 광을 제공받아 제2 흡수 스펙트럼을 측정한다. 이때, 제1 두께에서부터 제2 두께로의 두께 증가폭은 0.1 내지 0.3 mm가 바람직하다.
- <34> 314 단계에서는 상기 312 및 313 단계에서 얻어진 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 흡수 스펙트럼을 획득한다. 이와 같이 얻어지는 차이 흡수 스펙트럼에는 특정 혈액

성분 측정을 위해 방해 또는 간섭요인이 되는 세포내 물이나 지방 등 인체의 조직에 의한 스펙트럼이 제거되어 있다. 즉, 피검체의 특정 혈액성분과 관련이 없는 요인에 의해 야기되는 오차가 제1 및 제2 흡수 스펙트럼에 모두 포함되어 있기 때문에 이들 오차는 제1 및 제2 흡수 스펙트럼에 대하여 감산을 수행함으로써 제거될 수 있다. 예를 들면, 피검체의 체온, 조직의 수화 및 뼈, 연골 또는 콜라겐의 존재 등은 생체성분의 광학적 측정에 영향을 미치나, 생체성분 자체와는 직접적인 관련에 없는 요인이다. 따라서, 제1 흡수 스펙트럼과 제2 흡수 스펙트럼을 감산함으로써 이들 요인에 의한 오차가 제거될 수 있다. 도 8은 특정 연조직의 일례로서 웨브의 두께를 1.7 mm 와 1.9 mm 로 조정하고, 웨브의 각 위치에 대하여 제1 및 제2 흡수 스펙트럼과 차이 흡수 스펙트럼의 예를 나타낸 그래프이다. 한편, 상기 314 단계에서 얻어지는 차이 흡수 스펙트럼에 대해서는 MC(Mean Centering), MSC(Multiple Scattering Correction), PS(Partial Smoothing) 등과 같은 전처리과정을 거치는 것이 바람직하다. 특히, PS에서는 차이 흡수 스펙트럼의 전체 데이터 중 특정 파장영역, 예를 들면 흡수도가 높은 파장영역에 대해서만 스무딩을 수행하고, 나머지 부분에 대하여 원래의 데이터를 그대로 사용한다.

<35> 315 단계에서는 상기 특정 개인의 혈액을 직접 채취하여 얻어지는 특정 혈액성분의 실측농도별로 상기 312 단계 내지 314 단계를 반복수행하여 얻어지는 K개의 차이 흡수 스펙트럼과 실측농도 쌍에 대하여 다변량 통계분석을 수행하여 통계모델을 수립한다. 이를 좀더 세부적으로 살펴보기로 한다.

<36> 먼저, K개의 차이 흡수 스펙트럼은 다음 수학식 1과 같이 나타낼 수 있다.

<37> 【수학식 1】 $A_i = (A_{\lambda i1}, A_{\lambda i2}, \dots, A_{\lambda in})$, 여기서 $i = 1, \dots, K$

<38> 여기서, 하나의 차이 흡수 스펙트럼(A_i)은 측정하는 파장대역에서 n 개의 파장(λ_{in})에서의 흡수도($A_{\lambda in}$)를 매트릭스 형태로 표현할 수 있다.

<39> 이와 같이 얻어진 K 개의 차이 흡수 스펙트럼과 실측농도 쌍에 대하여 다변량 통계 분석, 예를 들면 주성분회귀분석(Principal Component Regression) 또는 부분최소자승회귀분석(Partial Least Square Regression) 등을 이용하여 특정 피검체에 대한 해당 혈액 성분의 농도(C)를 산출하기 위한 통계모델을 다음 수학적식 2에서와 같이 수립한다.

<40> 【수학적식 2】 $C = \beta_1 A_{\lambda 1} + \beta_2 A_{\lambda 2} + \dots + \beta_n A_{\lambda n}$

<41> 즉, 상기 수학적식 2에 있어서 각 파장에서의 흡수도($A_{\lambda n}$)에 대한 계수(β_1 내지 β_n)를 다변량 통계분석에 의하여 구하게 되는 것이다.

<42> 상기 315 단계에서 수립된 특정 개인의 통계모델은 본 발명에 따른 비침습식 혈액 성분 측정장치에 있어서 신호처리부(15)에 저장된다.

<43> 혈액성분 측정단계(320)에 있어서, 321 내지 323 단계에서는 상기 312 내지 314 단계에서와 마찬가지로 특정 연조직을 제1 두께로 설정한 경우 특정 연조직으로부터 측정되는 제1 흡수 스펙트럼과 특정 연조직을 제2 두께로 설정한 경우 특정 연조직으로부터 측정되는 제2 흡수 스펙트럼과의 차이 흡수 스펙트럼을 얻는다.

<44> 324 단계에서는 상기 323 단계에서 얻어진 차이 흡수 스펙트럼과 상기 315 단계에서 수립된 통계모델을 이용하여 특정 혈액성분의 농도를 구할 수 있다. 즉, 차이 흡수 스펙트럼으로부터 얻어지는 A_1 내지 A_n 의 값을 상기 수학적식 2에 대입하면 농도(C)를 구할 수 있다.

- <45> 여기서, 상기 제1 두께와 제2 두께는 모두 과도압력보다 낮은 압력이 인가된 경우 조절되는 두께이다.
- <46> 도 4는 본 발명의 제2 실시예에 따른 비침습적 혈액성분 측정방법을 설명하는 흐름도로서, 통계모델 수립단계(410) 및 혈액성분 측정단계(420)로 이루어진다.
- <47> 도 4를 참조하면, 통계모델 수립단계(410)에 있어서 411 단계에서는 상기 311 단계에서와 마찬가지로 특정개인의 특정 연조직에 대한 과도압력에 해당되는 최대두께 즉, 초기두께를 결정한다.
- <48> 412 단계에서는 인체기기 인터페이스부(13)를 제어하여 특정 연조직의 초기 두께에서 소정의 량만큼 두께를 증가시켜 제1 두께로 만든 후, 소정시간 동안 기다린다. 여기서 두께의 증가폭은 0.2 mm 이하가 바람직하고 기다리는 안정화시간은 30~180초가 바람직하다.
- <49> 413 단계에서는 두께를 증가시켜 제2 두께로 설정한다. 이후, 특정 연조직에 특정 파장대역의 광을 조사하고 특정 연조직으로부터 투과되는 제1 흡수 스펙트럼을 측정한다. 여기서 제1 두께에서 제2 두께로의 증가폭은 0.05 내지 0.2 mm 인 것이 바람직하다.
- <50> 414 단계에서는 특정 연조직의 두께를 제3 두께로 증가시킨 다음, 특정 연조직에 특정 파장대역의 광을 조사하여 특정 연조직으로부터 반사 또는 투과되는 광을 제공받아 제2 흡수 스펙트럼을 측정한다. 이때, 특정 연조직의 두께 증가폭은 0.1 내지 0.3 mm가 바람직하다.

- <51> 415 단계에서는 상기 413 및 414 단계에서 얻어진 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 스펙트럼을 획득한다.
- <52> 416 단계에서는 상기 특정 개인의 혈액을 직접 채취하여 얻어지는 특정 혈액성분의 실측농도별로 상기 412 단계 내지 415 단계를 반복수행하여 얻어지는 K개의 차이 흡수 스펙트럼과 실측농도 쌍에 대하여 상기 제1 실시예에서와 동일한 방법으로 다변량 통계 분석을 수행하여 통계모델을 수립한다.
- <53> 혈액성분 측정단계(420)에 있어서, 421 내지 424 단계에서는 상기 412 내지 415 단계에서와 마찬가지로 특정 연조직을 제1 두께로 설정한 다음 일정 시간 경과 후 제2 두께로 설정한 경우 특정 연조직으로부터 측정되는 제1 흡수 스펙트럼과 특정 연조직을 제3 두께로 설정한 경우 특정 연조직으로부터 측정되는 제2 흡수 스펙트럼과의 차이 흡수 스펙트럼을 얻는다.
- <54> 425 단계에서는 상기 424 단계에서 얻어진 차이 흡수 스펙트럼과 상기 416 단계에서 수립된 통계모델을 이용하여 특정 혈액성분의 농도를 구할 수 있다. 즉, 차이 흡수 스펙트럼으로부터 얻어지는 $A_{\lambda 1}$ 내지 $A_{\lambda n}$ 의 값을 상기 수학식 2에 대입하면 농도(C)를 구할 수 있다.
- <55> 여기서, 상기 제1 내지 제3 두께는 모두 과도압력 이하의 압력이 인가된 경우 조절되는 두께이다.
- <56> 도 3 및 도 4에 개시된 비침습적 혈액성분 측정방법은 광원의 파장영역을 변화시킬 경우, 글루코즈 뿐만 아니라 헤모글로빈, 콜레스테롤, 약물 및 기타 분석제 등에도 적용할 수 있다.

- <57> 도 5는 도 3 및 도 4에 있어서 311 단계 및 411 단계를 세부적으로 설명하는 흐름도이다. 여기서는 설명의 편의를 위하여 특정 연조직으로 손의 웨브를 일례로 들기로 한다.
- <58> 도 5를 참조하면, 511 단계에서는 인체기기 인터페이스부(13)를 제어하여 웨브를 가압하여 그 두께를 제1 두께, 예를 들면 1.5 mm 에서부터 제2 두께, 예를 들면 2.2 mm 까지 소정 단위, 예를 들면 0.1 mm 단위로 가변시킨다. 피검체는 어느 정도의 탄력을 갖고 있기 때문에, 가압 초기에 시간에 따른 반발력의 변화는 급격한 것으로 나타나지만, 가압이 어느 정도 진행되어 피검체의 탄력이 거의 없어진 시점에서는 반발력의 변화가 거의 나타나지 않는다. 따라서, 특정 연조직에 대하여 매 압력에 대하여 120초 동안 인가하는 것이 바람직하고, 이때 압력센서(24)를 통해 감지되는 특정 연조직의 두께를 신호처리부(15)로 제공한다.
- <59> 512 단계에서는 상기 511 단계에서 웨브에 인가되는 압력의 크기를 증가시키거나 감소시켜 조절되는 각 두께별로 가압 초기에서부터 120초 경과한 시점까지 웨브의 반발력의 크기 변화를 측정한다. 웨브의 두께를 1.5 mm 에서부터 2.2 mm 까지 가변시킨 경우, 두께별 반발력의 크기 변화를 나타내는 그래프는 도 6에 도시된 바와 같다.
- <60> 513 단계에서 도 6에 도시된 그래프를 참조하여 과도압력에 해당하는 두께를 결정한다. 도 6을 참조하면, 웨브의 두께가 1.5 내지 1.6 mm 인 경우 즉, 가압이 과도 압력 이상일 경우에는 시간이 경과하더라도 웨브가 일정한 반발력을 유지하고 있으나, 그 이상의 두께 즉, 가압이 감소된 경우에는 시간이 경과함에 따라서 반발력이 점점 줄어들거나 반발력이 거의 없게 된다. 이와 같이 웨브가 일정한 반발력을 유지하는 두께와 반발

력이 감소하는 두께의 경계 두께, 여기서는 1.6 mm 인 경우에 인가된 압력 또는 인체 반발력을 과도압력이라고 하고 이때의 두께를 초기 두께라고 결정한다.

<61> 도 7은 웨브의 두께 변화에 따른 조직의 탄력 및 흡수도 변화를 비교한

그래프로서, 웨브의 초기 두께를 2.0mm로 두고, 이후 1.6mm로 감소시켰다가 1.7mm, 1.8mm, 1.9mm, 2.0mm로 변화시킨 경우, 조직의 반발력의 크기와 흡수도의 변화를 비교한 그래프이다. 이때, 각 두께를 120초씩 유지한 다음, 다음 두께로 변화시킨 경우이다. 도 7을 참조하면, 과도압력에 해당하는 두께인 1.6mm 이상의 두께인 1.7mm 및 1.8mm, 1.9mm, 2.0mm 로의 두께 변화에 따른 흡수도의 변화는 거의 선형적으로 증가하지만 반발력은 매우 서서히 회복됨을 볼 수 있다. 즉, 연조직을 압축해서 풀어주게 되면 세포의 유동액의 이동이 매우 빨리 일어나지만 압축된 조직의 복원은 서서히 일어남을 알 수 있다. 이러한 두 조건의 차이로부터 세포의 유동액의 스펙트럼만 분리해서 얻을 수 있다. 따라서, 두께 변화는 이와 같은 유동액의 변화만을 유도할 수 있는 두께영역에서 이루어져야 함이 바람직하며, 과도압력보다 낮은 압력을 인가하여 두께변화를 행함으로써 이를 달성할 수 있다.

<62> 도 9a 및 도 9b는 제1 및 제2 두께가 각각 1.5mm 와 1.7mm인 경우 캘리브레이션 및 크로스 발리데이션에 따른 글루코즈 값의 기준값에 대한 예측값의 분포를 보여준다.

1.5 mm는 웨브에 과도압력 이상의 압력을 인가하여 얻어지는 두께로서, 이를 사용하여 수립된 통계모델을 이용하여 글루코즈를 측정할 경우 모델의 오차가 크고 선형성이 나쁘다는 것을 알 수 있다. 즉, 캘리브레이션한 결과 SEC(Standard Error of Calibration)=38.83 mg/dl(10 팩터), R=0.672, 크로스 발리데이션한 결과 SECV(Standard Error of Cross-Validation)=45.764 mg/dl(3 팩터), R=0.429 이다.

<63> 도 10a 및 도 10b는 제1 및 제2 두께가 각각 1.7mm 와 1.9mm인 경우 캘리브레이션 및 상 크로스 발리데이션에 따른 글루코즈 값의 기준값에 대한 예측값의 분포를 보여준다. 1.7mm 와 1.9mm의 두께는 모두 과도압력 이하의 압력을 인가하여 얻어지는 두께로서, 이를 사용하여 수립한 통계모델을 이용하여 글루코즈를 측정할 경우 모델의 오차가 작으며 선형성이 개선됨을 알 수 있다. 즉, 캘리브레이션한 결과 SEC(Standard Error of Calibration)=23.876 mg/dl(10 팩터), R=0.826, 크로스 발리데이션한 결과 SECV(Standard Error of Cross-Validation)=27.957 mg/dl(7 팩터), R=0.739 로서, 표준 오차가 훨씬 작아짐을 알 수 있다.

<64> 상기한 본 발명의 실시예는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 한편, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플라피 디스크, 광데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술분야의 프로그래머들에 의해 용이하게 추론될 수 있다.

【발명의 효과】

<65> 상술한 바와 같이 본 발명에 따르면, 특정 연조직에 과도압력 이하의 압력에 해당하는 두께에서 두께 변화에 따른 세포 외부의 유동액의 변화량에 해당하는 차이 흡수 스

펙트럼을 이용하여 통계모델을 수립하고, 차이 흡수 스펙트럼과 통계모델을 이용하여 특정 혈액성분을 예측함으로써 세포외부 유동액의 영향을 증대시키고 특정 혈액성분 측정에 방해 또는 간섭요인을 제거할 수 있으므로 보다 정확하게 혈액성분의 농도를 예측할 수 있다.

<66> 또한, 개인마다 서로 다른 과도압력에 해당하는 두께를 결정하여 하여 이를 기준으로 통계모델을 수립함으로써 개인별 측정조건의 수치화를 가능케한다. 또한, 유동액의 효과만을 분리하는 것이 가능하므로 정확한 농도 추정이 가능할 뿐 아니라, 연조직에 인가되는 압력을 큰 쪽에서 작은 쪽으로 변화시킴으로써 조직의 이동보다는 유동액을 이동시키기 때문에 스펙트럼 측정의 재현성이 양호한 이점이 있다.

<67> 이상 도면과 명세서에서 최적 실시예들이 개시되었다. 여기서 특정한 용어들이 사용되었으나, 이는 단지 본 발명을 설명하기 위한 목적에서 사용된 것이지 의미 한정이나 특허청구범위에 기재된 본 발명의 범위를 제한하기 위하여 사용된 것은 아니다. 그러므로 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

【특허청구범위】

【청구항 1】

(a) 소정의 과도압력에 해당하는 초기두께보다 두꺼운 범위에서, 피검체의 측정하고자 하는 특정 부위의 두께를 가변시키고, 가변된 각 두께에서 측정된 흡수 스펙트럼들의 차이 흡수 스펙트럼과 실측된 특정 혈액성분의 농도를 이용하여 상기 혈액성분에 대한 통계모델을 수립하는 단계; 및

(b) 상기 통계모델에 근거하여, 상기 피검체의 특정 부위에서 측정된 차이 흡수 스펙트럼으로부터 해당 혈액성분을 예측하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 2】

제1 항에 있어서, 상기 (a) 단계는

(a1) 특정 개인의 측정하고자 하는 특정 부위에 대한 과도압력에 해당하는 초기두께를 결정하는 단계;

(a2) 상기 초기두께보다 두께를 증가시켜서 상기 특정 부위의 두께를 제1 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제1 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(a3) 상기 제1 두께보다 두께를 증가시켜서 상기 특정 부위의 두께를 제2 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제2 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(a4) 상기 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 스펙트럼을 생성하는 단계;

(a5) 상기 (a2) 내지 (a4) 단계를 실측된 상기 혈액성분에 대한 K개의 농도별로 반복 수행하는 단계; 및

(a6) 상기 (a5) 단계에서 얻어지는 상기 K개의 차이 스펙트럼과 상기 실측 농도를 이용하여 다변량 통계분석에 의해 상기 혈액성분에 대한 통계모델을 수립하는 단계로 이루어지는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 3】

제1 항에 있어서, 상기 (b) 단계는

(b1) 상기 초기두께보다 두께를 증가시켜 상기 특정 부위의 두께를 제1 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제1 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(b2) 상기 제1 두께보다 두께를 증가시켜 상기 특정 부위의 두께를 제2 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제2 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(b3) 상기 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 스펙트럼을 생성하는 단계; 및

(b4) 상기 (b3) 단계에서 생성되는 차이 스펙트럼과 상기 통계모델을 이용하여 상기 혈액성분을 예측하는 단계로 이루어지는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 4】

제2 항에 있어서, 상기 초기두께와 제1 두께 사이의 증가폭은 0.2 mm 이하인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 5】

제3 항에 있어서, 상기 제1 두께와 제2 두께 사이의 증가폭은 0.1 내지 0.3 mm 인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 6】

제1 항에 있어서, 상기 (a) 단계는

(a1) 특정 개인의 측정하고자 하는 특정 부위에 대한 과도압력에 해당하는 초기두께를 결정하는 단계;

(a2) 상기 초기두께보다 두께를 증가시켜서 상기 특정 부위의 두께를 제1두께로 조정하여 소정 시간동안 기다리는 단계;

(a3) 두께를 증가시켜 상기 특정 부위의 두께를 제2 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제1 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(a4) 두께를 증가시켜 상기 특정 부위의 두께를 제3 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제2 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(a5) 상기 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 스펙트럼을 생성하는 단계;

(a6) 상기 (a2) 내지 (a5) 단계를 실측된 상기 혈액성분에 대한 K개의 농도별로 반복 수행하는 단계; 및

(a7) 상기 (a6) 단계에서 얻어지는 상기 K개의 차이 스펙트럼과 상기 실제 농도를 이용하여 다변량 통계분석에 의해 상기 혈액성분에 대한 통계모델을 수립하는 단계로 이루어지는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 7】

제6 항에 있어서, 상기 소정 시간은 30 내지 180초인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 8】

제6 항에 있어서, 상기 (b) 단계는

(b1) 상기 초기두께보다 두께를 증가시켜서 상기 특정 부위의 두께를 제1두께로 조정하여 소정 시간동안 기다리는 단계;

(b2) 두께를 증가시켜 상기 특정 부위의 두께를 제2 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제1 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(b3) 두께를 증가시켜 상기 특정 부위의 두께를 제3 두께로 조정하고, 상기 특정 부위에 대한 제2 흡수 스펙트럼을 측정하는 단계;

(b4) 상기 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 스펙트럼을 생성하는 단계; 및

(b5) 상기 (b4) 단계에서 생성되는 차이 스펙트럼과 상기 통계모델을 이용하여 상기 혈액성분을 예측하는 단계로 이루어지는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정 방법.

【청구항 9】

제8 항에 있어서, 상기 제1 두께와 제2 두께 사이의 증가폭은 0.05 내지 0.2 mm 인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 10】

제8 항에 있어서, 제2 두께와 제3 두께 사이의 증가폭은 0.1 내지 0.3 mm 인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정방법.

【청구항 11】

제1 항 내지 제10 항 중 어느 한 항에 기재된 방법을 실행하기 위한 프로그램을 기재된 컴퓨터를 읽을 수 있는 기록매체.

【청구항 12】

빛을 발생시키는 광원부;

상기 광원부에서 발생된 빛의 파장을 분광하는 분광부;

특정 개인의 측정하고자 특정부위가 삽입되며, 상기 분광부에서 분광된 빛을 상기 특정부위로 전달하여 조사한 다음 상기 특정부위를 투과한 광을 모으고, 상기 특정부위에 인가되는 압력에 따라서 특정부위의 두께를 조절하고 상기 특정부위를 고정시키는 인체기기 인터페이스부;

상기 인체기기 인터페이스부에 고정된 특정부위로부터 투과되는 제1 및 제2 흡수 스펙트럼을 검출하는 검출부; 및

상기 특정부위에 대한 과도압력에 해당하는 초기두께를 결정하고, 상기 인체기기 인터페이스부에 상기 과도압력 이하의 압력을 인가하여 상기 특정부위의 두께를 가변시키고, 상기 검출부에서 검출되는 가변된 각 두께에서 측정된 제1 및 제2 흡수 스펙트럼의 차이 흡수 스펙트럼과 실측된 특정 혈액성분의 농도를 이용하여 수립된 상기 혈액성분에 대한 통계모델에 근거하여, 상기 특정 부위에서 측정된 차이 흡수 스펙트럼으로부터 해당 혈액성분을 예측하는 신호처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액 성분 측정장치.

【청구항 13】

제12 항에 있어서, 상기 신호처리부는 실측된 상기 혈액성분에 대한 농도에 대응하여, 상기 과도압력에 해당하는 두께보다 두껍게 하여 상기 특정 부위를 제1 두께 및 제2 두께로 조정하고, 제1 및 제2 두께에서 상기 특정 부위로부터 측정된 제1 및 제2 흡수 스펙트럼과의 차이 스펙트럼을 획득하고, K개의 차이 스펙트럼과 상기 실측된 농도 쌍에 대하여 다변량 통계분석을 수행하여 상기 혈액성분에 대한 통계모델을 수립하는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【청구항 14】

제13 항에 있어서, 상기 신호처리부는 두께를 변화시켜 상기 특정 부위를 제1 두께 및 제2 두께로 조정하고, 제1 및 제2 두께에서 상기 특정 부위로부터 측정된 제1 및 제2 흡수 스펙트럼과의 차이 스펙트럼을 획득하고, 상기 통계모델에 근거하여 상기 혈액성분의 농도를 예측하는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【청구항 15】

제14 항에 있어서, 초기두께와 제1 두께 사이의 증가폭은 0.2 mm 이내인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【청구항 16】

제14 항에 있어서, 제1 두께와 제2 두께 사이의 증가폭은 0.1 내지 0.3 mm 인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【청구항 17】

제13 항에 있어서, 상기 신호처리부는 실측된 상기 혈액성분에 대한 농도에 대응하여, 상기 과도압력 해당 두께보다 두께를 증가시켜 상기 특정 부위를 제1 두께로 조정하여 소정의 시간을 기다린 후, 두께를 증가시켜 상기 특정 부위를 제2 두께 및 제3 두께로 조정하고, 제2 및 제3 두께에서 상기 특정 부위로부터 측정된 제1 및 제2 흡수 스펙트럼과의 차이 스펙트럼을 획득하고, K개의 차이 스펙트럼과 상기 실측된 농도 쌍에 대하여 다변량 통계분석을 수행하여 상기 혈액성분에 대한 통계모델을 수립하는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【청구항 18】

제17 항에 있어서, 상기 신호처리부는 두께를 변화시켜 제2 및 제3 두께에서 상기 특정 부위로부터 측정된 제1 및 제2 흡수 스펙트럼과의 차이 스펙트럼을 획득하고, 상기 통계모델에 근거하여 상기 혈액성분의 농도를 예측하는 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【청구항 19】

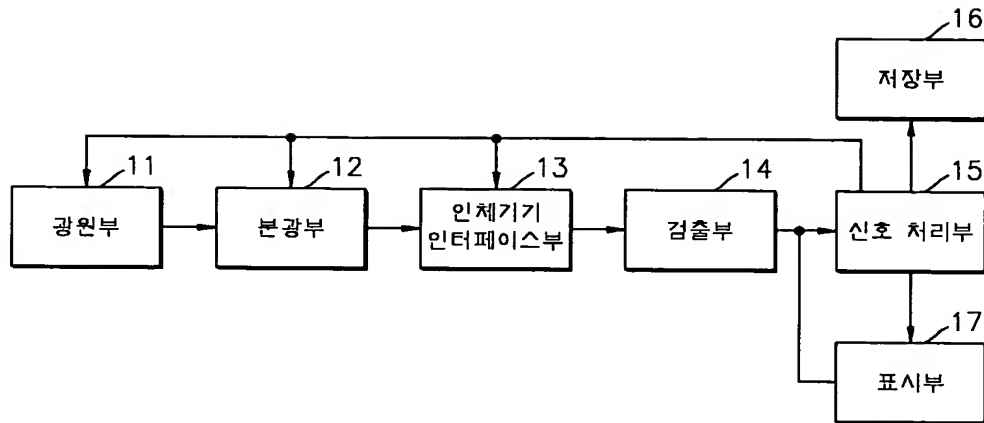
제17 항에 있어서, 제1 두께와 제2 두께 사이의 증가폭은 0.05 내지 0.2 mm 인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【청구항 20】

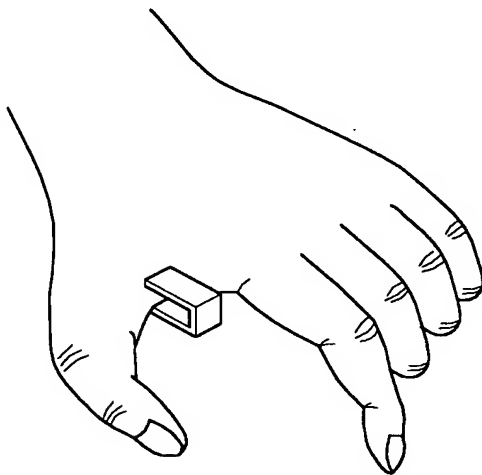
제17 항에 있어서, 제2 두께와 제3 두께 사이의 증가폭은 0.1 내지 0.3 mm 인 것을 특징으로 하는 비침습적 혈액성분 측정장치.

【도면】

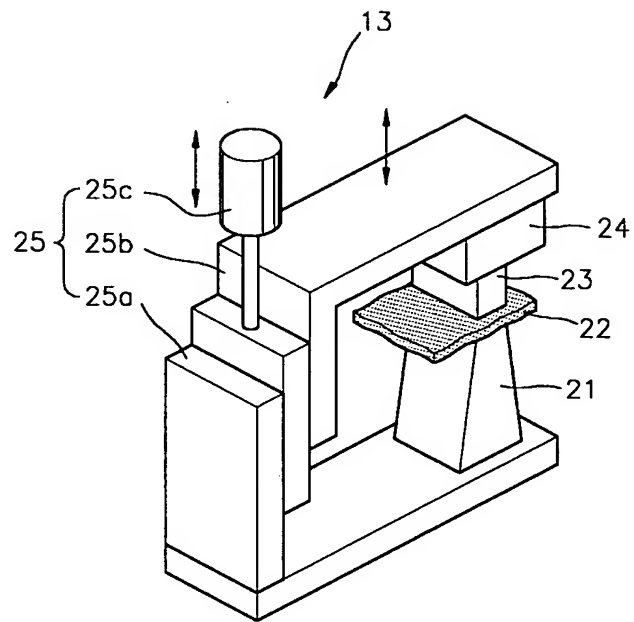
【도 1】



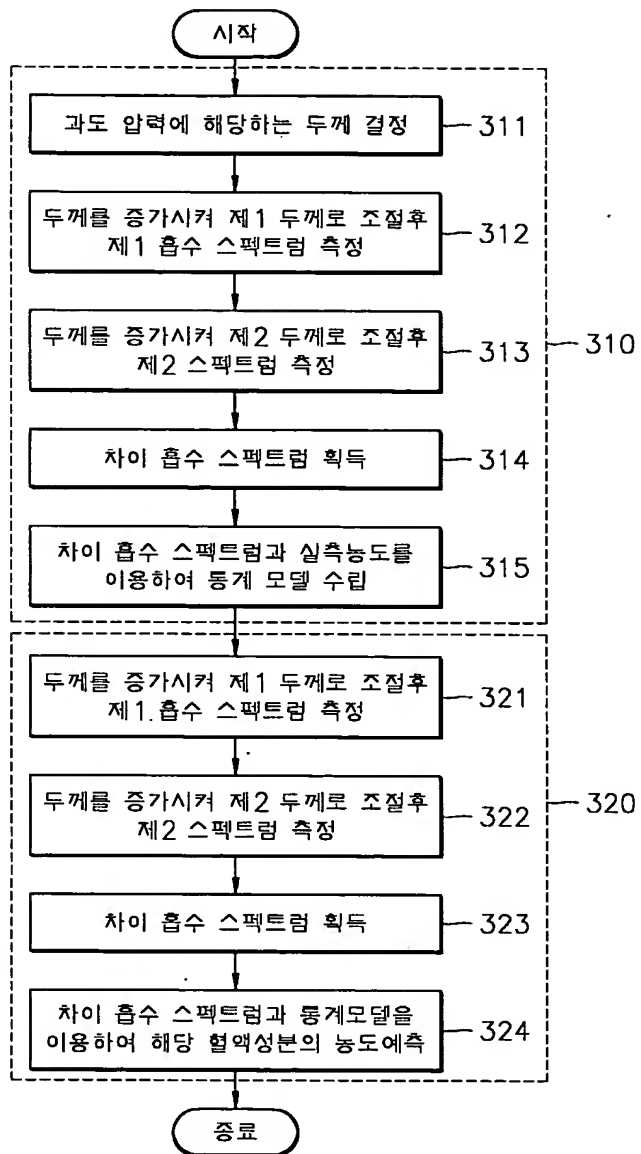
【도 2a】



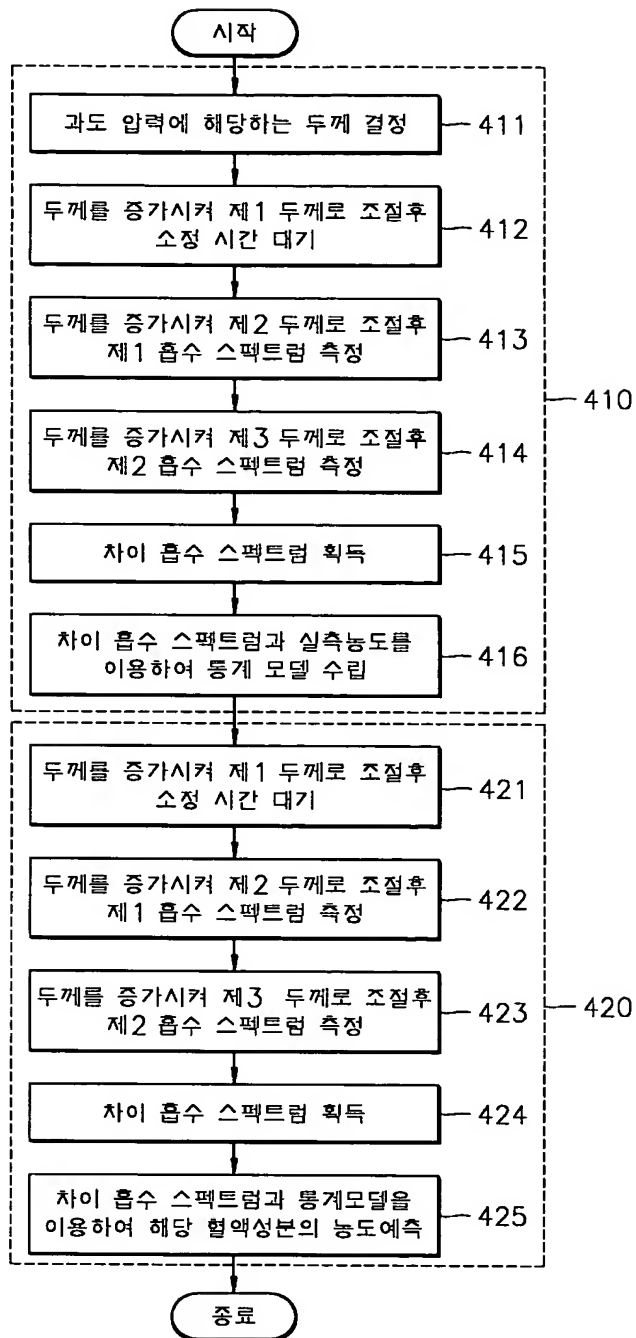
【도 2b】



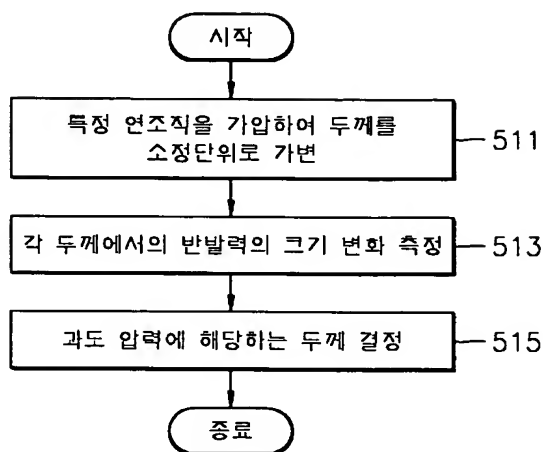
【도 3】



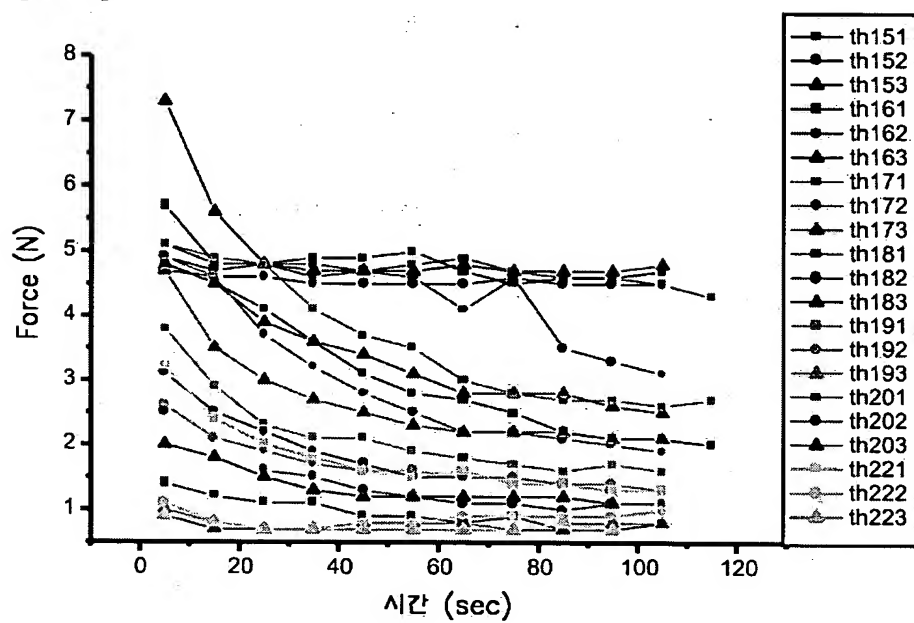
【도 4】



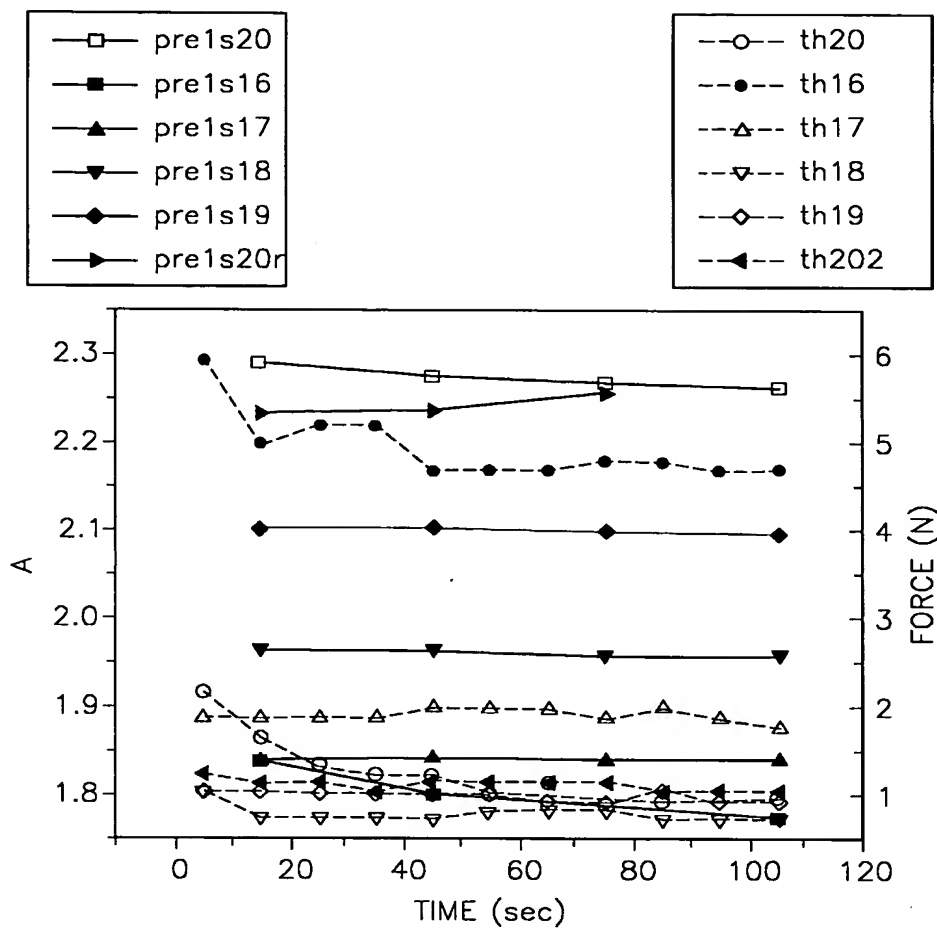
【도 5】



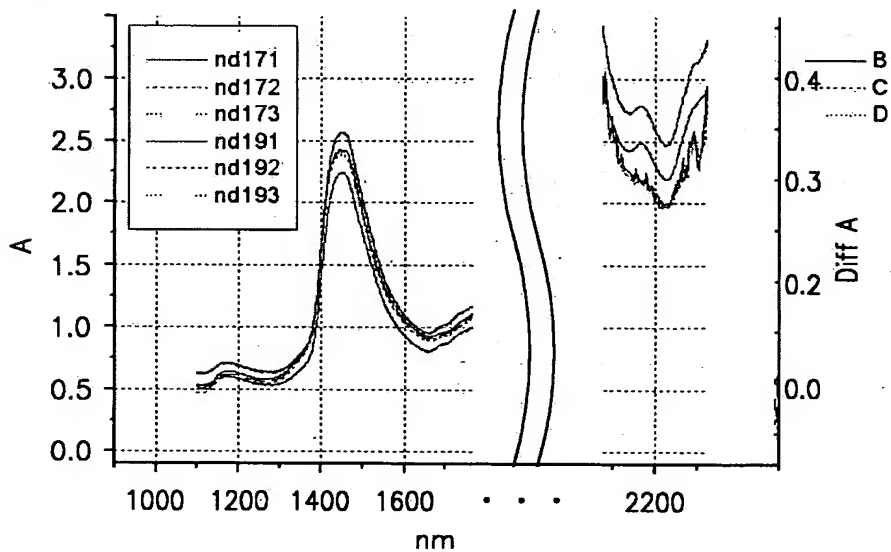
【도 6】



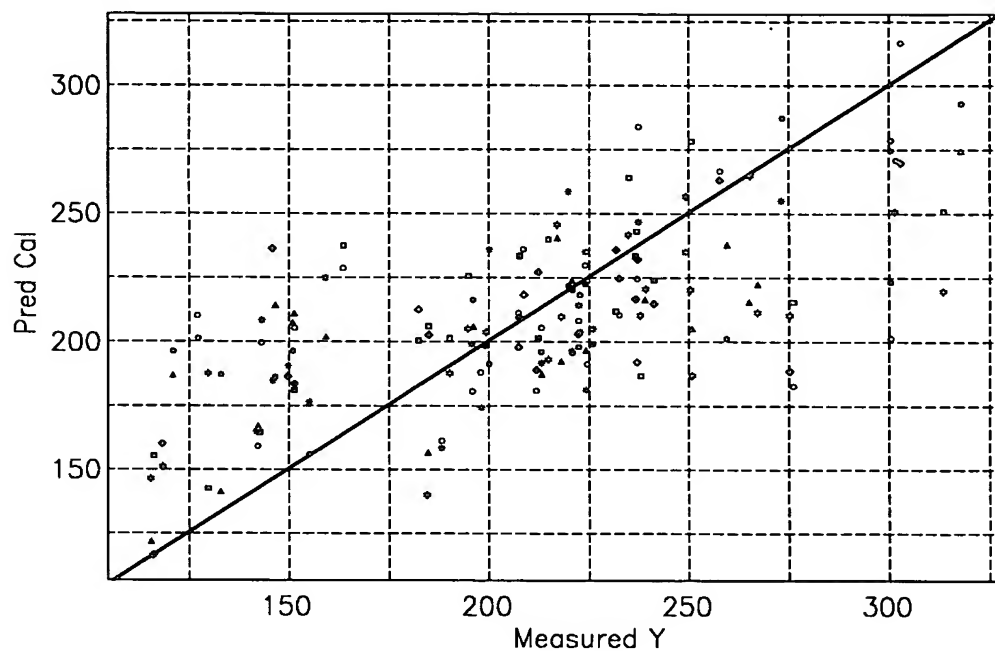
【도 7】



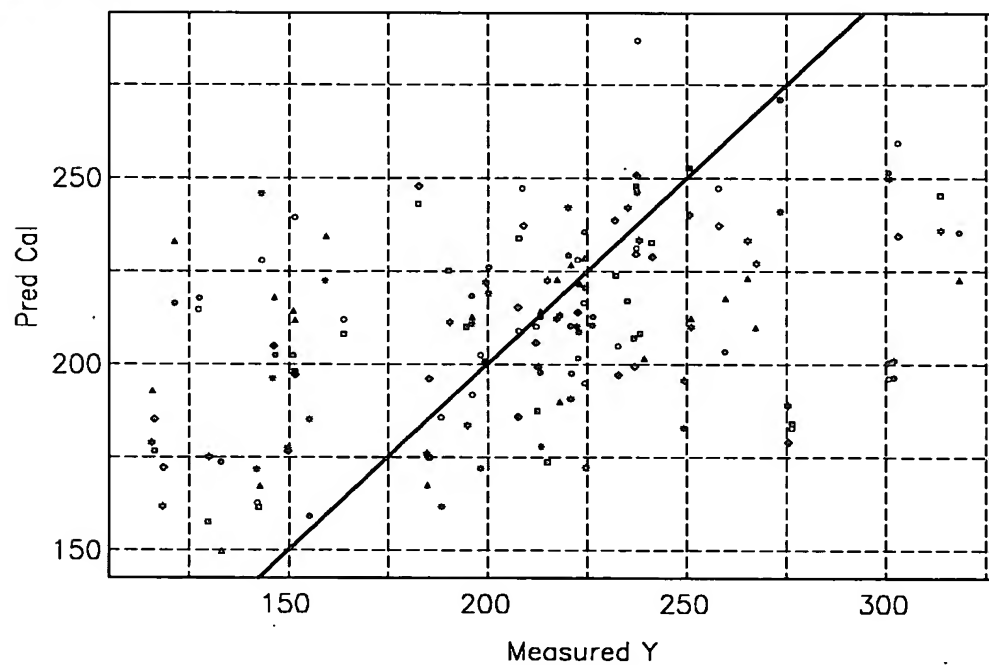
【도 8】



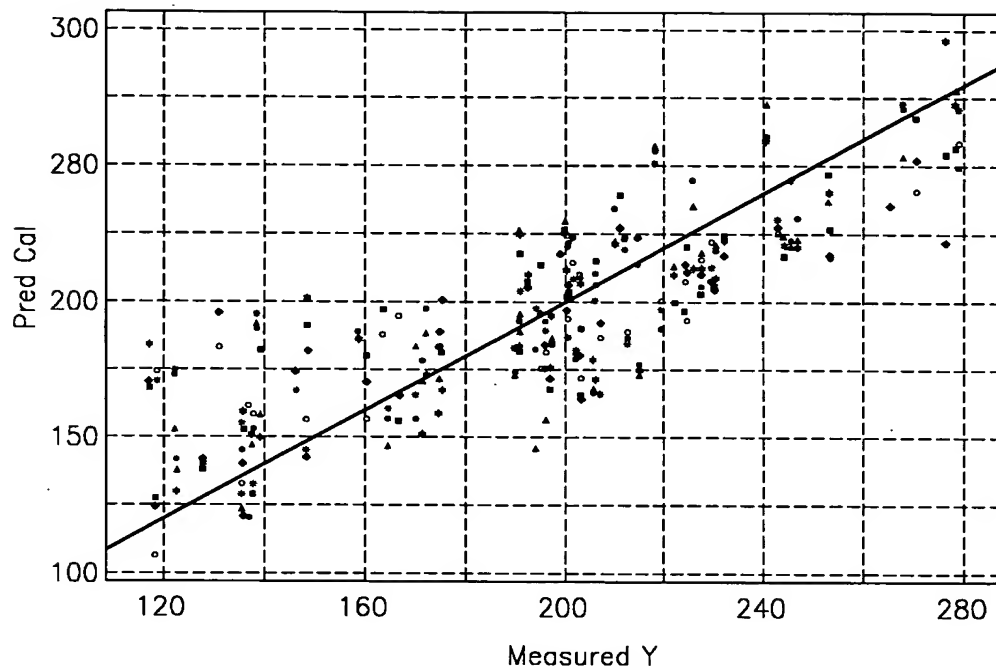
【도 9a】



【도 9b】



【도 10a】



【도 10b】

